

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-233526

(43)Date of publication of application : 20.08.2002

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

(21)Application number : 2001-031965

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 08.02.2001

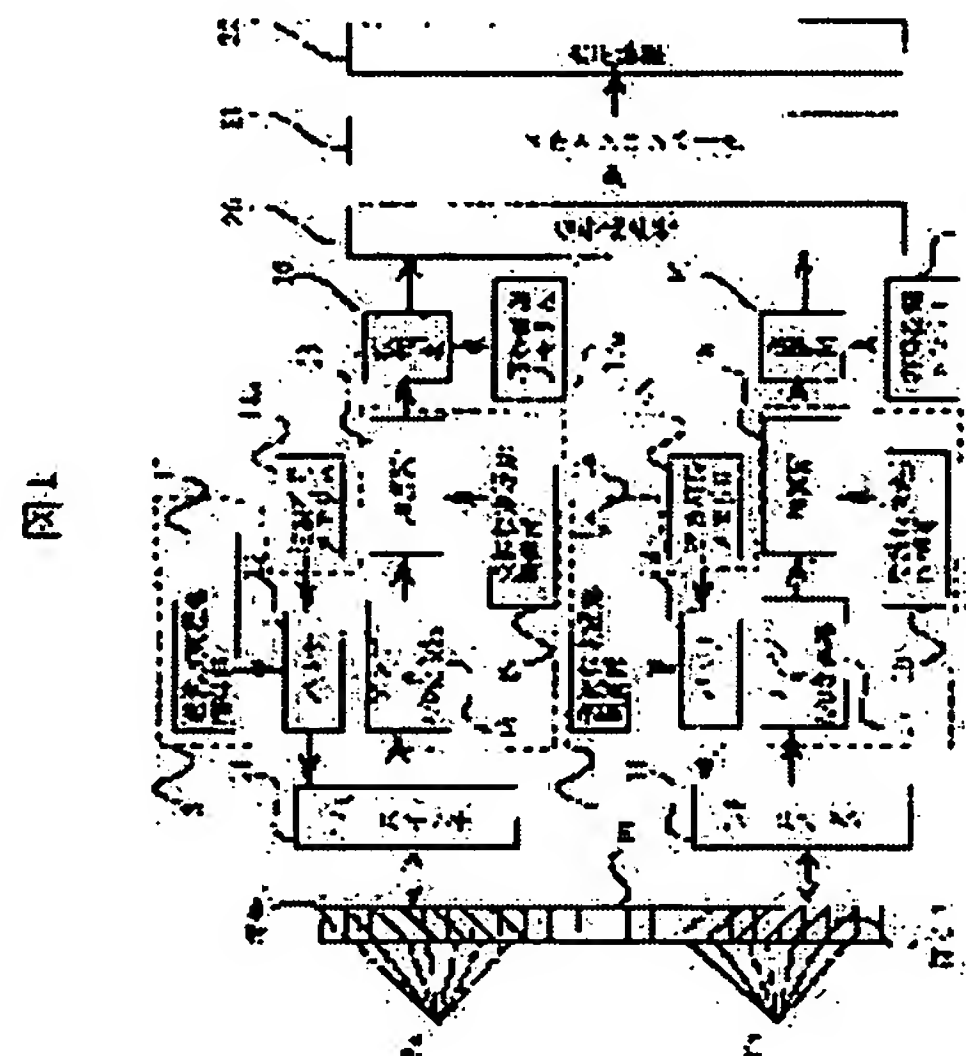
(72)Inventor : AZUMA TAKASHI
 UMEMURA SHINICHIRO
 MIWA YUICHI
 SHINOMURA RYUICHI

(54) ULTRASONOGRAPHIC APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an ultrasonographic apparatus improved with imaging speed.

SOLUTION: Ultrasonic beams are encoded using an expanded Barker code to realize the ultrasonographic apparatus capable of simultaneously transmitting and receiving a plurality of ultrasonic beams. The coded ultrasonic beams are decoded by a mismatching filter. The plurality of ultrasonic beams can be simultaneously transmitted and received without deteriorating the S/N ratio, so that the image pickup speed per image can be increased remarkably. As a result, it is possible to realize the ultrasonographic apparatus capable of performing real time imaging for an object.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

01.12.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-233526

(P2002-233526A)

(43) 公開日 平成14年8月20日 (2002.8.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

サーチコード(参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2001-31965(P2001-31965)

(22) 出願日 平成13年2月8日 (2001.2.8)

(71) 出願人 000153198

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 京 隆

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 梅村 晋一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74) 代理人 100088504

弁理士 小川 勝男 (外1名)

最終頁に続く

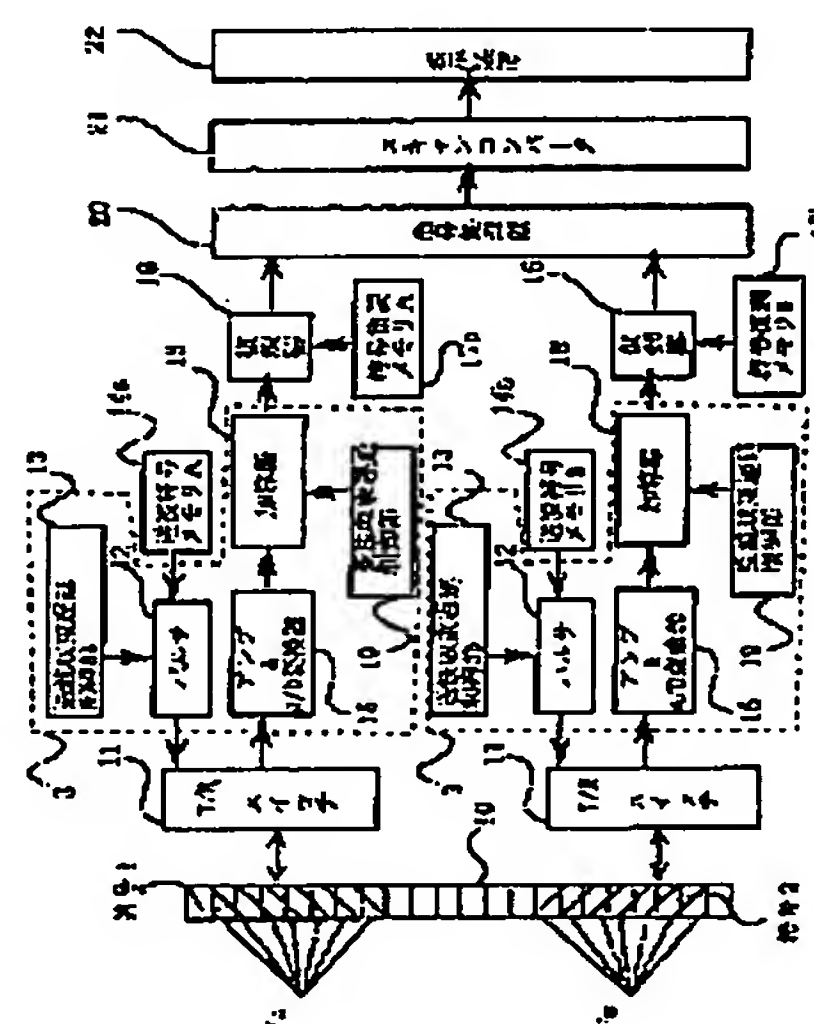
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 撮像速度の向上された超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 並張 Barker 符号を用いて超音波ビームを符号化することにより、複数の超音波ビームの同時送受信が可能な超音波診断装置を實現する。符号化した超音波ビームの復号処理は、不整合フィルタにより行う。S/Nを大きく劣化させることなく複数の超音波ビームの同時送受信が可能となることで、一回像当たりの撮像速度が顕著に高速化される。その結果、対象物のリアルタイム撮像が可能な超音波診断装置が實現できる。

図 1



(2)

特開2002-233526

1

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の符号列により符号化された超音波ビームを複数送信する手段を備えた超音波探触子と、前記符号列を発生する送受信信号処理回路とを有し、前記複数の符号列の相互相関関数の絶対値の最大値は自己相関関数の絶対値の最大値に比べ1/2以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1に記載の超音波診断装置において、前記符号列は、符号長Mが13より大きく、自己相関関数のタイムサイドロープの最大値を自己相関関数の最大値で規格化した値が2/M以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は複数の口径を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は単数の口径を有し、かつ複数の符号によって符号化され異なる遅延時間が付けられた複数の信号の和によって駆動されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は送信した超音波ビームの反射波を受信する手段を有し、前記送受信信号処理回路は所定のフィルタ係数を用いて受信された信号を復調する機能を備え、前記所定のフィルタ係数は、該フィルタ係数と前記符号列の相互相関関数と各離散点におけるデルタ関数との差の自乗和が最小となるように定められることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は超音波ビームが送受信される複数の口径を有し、該複数の口径に対応する複数の送受信信号処理回路と、該複数の送受信信号処理回路から任意の数の回路を選択する制御部とを有し、前記送受信信号処理回路を選択することにより動作させる口径の数を切り替え、撮像速度を切り替えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 超音波を送受信する口径を有する超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する符号列信号を発生する送受信信号処理回路とを有し、前記超音波探触子より送信される符号列における符号の時間間隔は該超音波探触子から送信される超音波の中心周波数の逆数の約1/4の奇数倍であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 超音波を送受信する口径を有する超音波探触子と、所定のフィルタ係数を用いて超音波を符号化し、所定の符号復調フィルタ係数を用いて符号の復調を行う送受信信号処理回路とを有し、前記符号復調フィルタ係数は、タップ数Mが13より大きくかつ自己相関関数のタイムサイドロープの最大値を自己相関関数の最大値で規格化した値が2/M以下であり、前記フィルタ係数は、前記符号復調フィルタ係数と該フィルタ係数の相互

相関関数と各離散点におけるデルタ関数との差の自乗和が最小となるように定められることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 複数の超音波ビームを受信する超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する符号列信号を発生する送受信信号処理回路と、受信された前記複数の超音波ビームに対応する複数の受信チャンネルとを有し、該受信チャンネルは各々符号化信号を復調する復調フィルタを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10 【請求項10】 請求項9に記載の超音波診断装置において、前記復調フィルタは所定のフィルタ係数を用いて受信された信号を復調する機能を備え、前記所定のフィルタ係数は、該フィルタ係数と前記符号列の相互相関関数と各離散点におけるデルタ関数との差の自乗和が最小となるように定められることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

20 【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を用いて生体を撮像する超音波診断装置に関する。

【0002】

30 【従来の技術】超音波診断装置は、超音波ビームを対象物に送受信して対象物の画像を得る装置であるが、信号歪み低減、S/N向上の観点から、信号処理のデジタル化、超音波ビームの符号化が検討されてきた。例えば、文献、IEEE TRANSACTION ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL 誌、39巻、No. 3、341頁から351頁（1992年）には、時間軸方向に伸ばした符号化した超音波信号を生体内に送波し、生体内の反射体から反射された信号をフィルタリング処理により時間軸方向に圧縮する超音波ビームの送受信方法が開示されている。

40 【0003】また、特開平11-309145号公報、特開平11-309146号公報、及び特開平11-309147号公報には、Baker符号やGolay符号を用いて超音波ビームを符号化し、不整合フィルタにより符号化された超音波ビームを復調する超音波診断装置が開示されている。

【0004】

50 【発明が解決しようとする課題】超音波診断装置においては撮像速度の向上が非常に重要である。例えば、心臓の弁の駆動をリアルタイムで観測するためには、撮像を1画像/30ms程度の速度で行う必要があるが、現行の3次元撮像用の超音波診断装置の撮像速度は1画像/約2秒（約0.5画像/秒）程度である。撮像時間の限界を規定する最大の要因は生体内での音速であるが、生体内での音速はほぼ定数である。

【0005】複数の超音波ビームを用いて同時送受信を行い撮像領域を分割すれば、一回像当たりの撮像速度は

(3)

特開2002-233526

3

向上するが、単純に複数の超音波ビームを送受信するだけでは、音響的なクロストーク等により画質が大幅に劣化する。また、CDMAなど無線通信の分野では、直交符号を用いて信号を符号化し信号復調時にクロストークをキャンセルする技術が知られているが、従来の超音波の符号化に用いられてきたBarker符号は、5、7、11、13という符号長で各々1種類しか存在しない符号であるため、符号の直交性によりクロストークをキャンセルすることはできない。符号列は、一般に符号長が長いほど直交性が現れやすくなるが、超音波線像の距離分解能は符号長が長くなるほど低下するため、無制限に符号長を長くすることはできない。

【0006】したがって、従来の技術による3次元撮像用の超音波診断装置では、複数の超音波ビームの同時送受信は実現できておらず、その撮像速度は対象物をリアルタイム観察できるほどの水準ではなかった。

【0007】本発明の目的は、上記問題点を解決してS/Nの大きな劣化を伴わずに撮像速度を向上し、高速線像が可能な超音波診断装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の発明者らは、超音波ビームの符号化に適した新たな符号列を開発した。本符号列は、符号長Mが、 $M > 13$ で、自己相関関数の時間軸でピークの前後に現れるタイムサイドローブの大きさの最大値が $(2/M)$ 以下となる符号列である。本明細書においては、この符号列を、以降、拡張Barker符号と称する。

【0009】ここで、タイムサイドローブ(time side lobe)とは、符号化された信号を復調する際に、復調されるべき本来の信号のピークの前後に発生する不要信号のことであり、一般に必ず発生する。タイムサイドローブの評価には、自己相関関数の時間軸で見た大きさを復調すべき本来の信号のピーク値で規格化した値を用いるのが一般的であり、本明細書では、以下、TSL(timeside lobe level)と略記する。この拡張Barker符号を用いて超音波ビームの符号化、復号処理を行うことにより、複数の超音波ビームの同時送受信が実現できる。符号化された超音波ビームの複数同時送受信が可能となるので、一画像当たりの撮像速度が、画質の劣化を伴わずに飛躍的に向上できる。

【0010】復調処理の手段としては、不整合フィルタ、又は重み付けられた不整合フィルタ(以下、重み付け不整合フィルタとも言う)が用いられる。不整合フィルタを実現する手段としては、信号処理回路系に不整合フィルタ用の回路自体を備えても良いし、フィルタ処理の演算処理をCPUやマイコン等の演算装置に行わせることで実現してもよい。

【0011】超音波ビームを送受信する手段としては、超音波探触子を用いる。超音波探触子は、複数の振動子

4

(圧電素子)が縦横2次元に配列された構造を有しており、この振動子の集合体が超音波ビームの送受信を行なう送受信口径を形成している。送受信口径は単数でも複数でもよい。送受信口径が単数の場合は、送波収束遅延回路により振動子の駆動信号に遅延時間を掛けて、送波される超音波のタイミングを調節することにより複数の焦点に超音波を収束させる。焦点を生体内で走査して2次元超音波画像(Bモード像)が得られ、2次元画像を複数合成することにより3次元画像が得られる。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を図に基づき詳細に説明する。

【0013】(実施例1)図1は、実施例1の超音波診断装置の構成例を説明する図である。図2は、本発明に於ける複数超音波ビームの符号化送受信による3次元線像の概念を説明する図である。

【0014】図1、図2に示す例では、コンベックス、リニア型の探触子において、符号化された2本の超音波ビームを別々の送受信口径-A(1)、送受信口径-B(2)から同時に送受信する例である。ここでコンベックス、リニア型の走査とは、常に焦点は送波口径の正面にあり、焦点を動かすには口径ごと動かす方法である。ある時刻での波面を模式的に図示すると図3のようになる。ある時刻での、送受信口径-Aからの超音波ビームの焦点をFA、送受信口径-Bからの超音波ビームの焦点をFBとする。焦点FAに対して符号Aで符号化された超音波信号を、焦点FBに対して符号Bで符号化された超音波信号をそれぞれ同時に送波する。符号長は距離分解能を損なわない限界とし、探触子の共振周波数の波長に対して30波長以下の範囲とした。

【0015】周知のようにBarker符号は符号長がNの時、TSLが $(1/N)$ となる符号であるが、Barker符号は符号長=5、7、11、13で各1通りしか存在しない。しかし、TSLの高さに注目して符号を検討した結果、符号長13とBarker符号よりも長い符号長でTSLが低く、その長さにおいて複数存在することから符号化複数ビーム送受信に適した符号が存在することが判明した。本説明では、符号長Mが、 $M > 13$ であり、自己相関関数の時間軸でピークの前後に現れるサイドローブの大きさの最大値が $(2/M)$ 以下となる符号列を拡張Barker符号と呼ぶ。

【0016】符号長M=25とM=28の場合について、拡張Barker符号の具体例を以下に示す。但し、符号の順序を反転したものや、正負を反転したものは同じ符号と見做す。

【0017】M=25の場合、異なる符号は2種存在し、それぞれ符号A、Bとすると、

A: $\{-1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, -1, 1, -1, 1, 1, -1, -1, 1, 1, -1, -1, 1, 1, -1, -1, -1\}$ 、及び、

(4)

特開2002-233526

5

B: $\{-1, 1, -1, -1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, -1, 1, 1, -1, -1\}$ である。

【0018】 $M=28$ の場合、異なる符号は4種類存在し、それぞれ符号A、B、C、Dとすると

A: $\{-1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, -1, 1, 1, -1, -1\}$ 、

B: $\{-1, 1, 1, 1, -1, -1, -1, -1, 1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, 1, -1\}$ 、

C: $\{1, -1, 1, 1, -1, -1, 1, -1, -1, 1, -1, 1, 1, 1, 1, -1, -1, -1\}$ 、及び

D: $\{1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, 1, -1, -1, -1, 1, -1, -1, 1, 1\}$ である。

【0019】超音波画像のS/N劣化を防止するには、自符号に基づく受波信号と他符号に基づく受波信号との分離を良好にする必要がある。探触子の形状、焦点、位置により条件は異なるが、リニア型探触子の場合、二つの焦点を最大限離して、つまり探触子の全口径の半分離すと、フォーカスの効果で、リニア型の場合-50dB、コンベックス型の場合-54dB抑圧できる。よって、自符号を復調する復調フィルタにより復調された信号に残留する他符号の反射信号は-10dB~-6dBであれば、ノイズを画像のダイナミックレンジ60dBの外に出すことが出来る。もちろん、自符号に基づく受波信号のTSLが十分に小さいことが必要であることは言うまでもない。

【0020】拡張Barker符号は、TSLがBarker符号より小さく、同じ符号長で相互相関関数のピークの絶対値が小さい符号が2種類以上存在するため、超音波ビームの送受波に適した符号であり、本実施例では、符号長 $M=28$ の拡張Barker符号の4通りの符号のうち2通りの符号(A-code、B-codeとする)を用いている。ここで、相互相関関数の絶対値の最大値が自己相関関数の絶対値の最大値の $1/2 \sim 1/3$ 程度の大きさであれば、dB表示で、 $20 \log(1/2) \approx -6$ 、 $20 \log(1/3) \approx -10$ であるから、自符号に残留する他符号の大きさを-10dB~-6dB程度に抑圧することが出来る。したがって、符号間の直交性としては相互相関関数の絶対値の最大値が自己相関関数の絶対値の最大値の $1/2$ 以下程度の値になることが必要と考えられる。本実施例の拡張Barker符号も、当然、この範囲に入っていることは言うまでもない。

【0021】図1に示される送波符号メモリA(14

5

a)にはA-code、送波符号メモリB(14b)にはB-codeがそれぞれ記憶されている。A-codeおよびB-codeを用いて符号間隔 $(10/7)$ λでパルサ(ドライバ)12を駆動する。T/R(送受波切り替えスイッチ)スイッチ11を介して、図示しない送受波口径選択回路により探触子列10から選択される送受波口径-A(1)、-B(2)の振動子が駆動される。送受波口径-A(1)からの超音波ビームはA-codeにより符号化され、送受波口径-B(2)からの超音波ビームは拡張B-codeにより符号化される。

【0022】各振動子をそれぞれの符号化信号で電氣的に駆動した結果、各振動子を駆動する電気信号と各振動子の伝達関数とがコンボリューションされた波形が、送受波口径-A(1)、-B(2)の各振動子から符号化された超音波信号として生体内に送波される。この時、送受波口径-A(1)、-B(2)の各振動子からの送波は、送波収束遅延制御部13により焦点に合わせた送波収束遅延時間だけずらされ、超音波信号は焦点FA、FBに収束される。

【0023】送受波口径-A(1)、-B(2)から生体内に送波された超音波ビームは生体内の各点で反射されて、反射波は送受波口径-A(1)、-B(2)の各振動子に入射する。

【0024】送受波口径-A(1)から送波される超音波ビームは焦点FAでの反射体により反射され、反射波は、送受波口径-A(1)、-B(2)の振動子に入射する。送受波口径-A(1)から送波される超音波ビームは生体内の強反射体により反射され、反射波は送受波口径-B(2)の振動子に入射する。逆に、送受波口径-B(2)から送波される超音波ビームは焦点FBでの反射体により反射され、反射波は、送受波口径-B(2)、及び-A(1)の振動子に入射する。送受波口径-B(2)から送波される超音波ビームは生体内の強反射体により反射され、反射波は送受波口径-A(1)の振動子に入射する。

【0025】従って、送受波口径-A(1)、-B(2)の各振動子に入力する信号は、A-codeとB-codeとにより符号化された超音波ビームが各反射点で反射された反射信号の(和の波)合成波となる。送受波口径-A(1)、-B(2)から送波される超音波ビームに対応する各送受波信号処理回路は、整相加算処理の前処理、又は後処理として、これら合成波から焦点FA、FBからの反射信号を選択的に復調する処理を行う。

【0026】生体内の反射体からの反射信号は、各送受波口径の各振動子で各々電気信号に変換され、T/Rスイッチ11を介し、プリアンプ、TGC(タイムゲインコントロール)アンプ、及びA/D変換器(15)により増幅されA/D変換される。A/D変換器の出力に対して、各送受波口径の各振動子に対応して受波収束遅延

(5)

特開2002-233526

7

時間が受波収束遅延制御部19により付与された後、加算器（整相加算器）18に於いて加算する整相加算処理が行われ、焦点FA、FBからの反射信号が選択的に取り出される。

【0027】A-codeを復調する復調フィルタAは符号復調メモリA（17a）に記憶され、B-codeを復調する復調フィルタBは符号復調メモリB（17b）に記憶されている。送受信信号処理回路の加算器18の出力は、A-codeとB-codeとの合成波であるので、復調フィルタA、Bを使用して復調器16により復調される。復調器16の出力は信号処理器20へ渡される。

【0028】生体の観察対象とする3次元の線像領域に関する3次元断層像データが得られた後、信号処理器20は、3次元断層像データに対してレンダリング処理、陰影処理等の演算処理を行ない所定の視点から観察され、表示装置22に表示すべき3次元画像データを求める。求められた表示すべき3次元画像データはスキャンコンバータ21を介して表示装置22に表示される。

【0029】実施例1では、2本の超音波ビームを同時に送受信しているが、この時、一連の超音波ビームの走査に於いて2本の超音波ビーム間の距離が大きい場合には、整相加算処理により一方の焦点からの信号を選択的に取り出す時に、整相加算処理の効果により他方の焦点からの反射信号（不要信号）がより効率的に抑圧され、一方の焦点からの信号のみを取り出すことが期待できる。このため、リニア型又はコンベックス型の探触子に於いて常に各送受信口径の中心間隔が振動子列10の半分となる条件で超音波ビームを走査する。更に、短軸方向にも角度をずらすことでより効果は大きくなる。

【0030】実際の装置においては、以上述べた復調フィルタ、符号復調メモリ等、信号処理のための回路要素は、送受信信号処理回路として1つの集積回路に納められることが多い。例えば、図1においてはT/Rスイッチ11と復調器16間の処理が1チップ化されることになる。同様に、信号処理器20、スキャンコンバータ等21、画像処理のための回路も画像処理回路として1チップ化されることが非常に多い。送受信処理回路と画像処理回路とが1つのモジュールに納められる場合もあり得る。

【0031】図4は、各符号長に対するTSLの計算値を示すグラフである。信号の復調は自己相関フィルタを用いて行っている。符号長M=25、符号長M=28、両者ともTSLが(2/M)以下となっている。

【0032】図5は、拡張Barker符号と不整合フィルタのコンボリューション結果を示すグラフであり、符号長=28のA-code、B-codeをそれぞれ対応する不整合フィルタで構成される復調フィルタA、Bで復調した結果のうち、結果の悪い方を図に示す。

【0033】図6はA-codeを復調フィルタBで復

8

調した結果を示す。B-codeを復調フィルタAで復調した結果も図6と同様であり、図6に示すように、符号化による他符号圧縮率とフォーカスの効果を組み合わせることで、ノイズを画像のダイナミックレンジ外にすることが出来る。TSLは、不整合フィルタのタップ長さを増やせば増やす程低くできることが既に判明しているが、過度に長くすると必要なメモリサイズや計算時間の観点から不利となるので、これらのバランスを考慮して適宜タップ長さを設定する。

【0034】図7、図8には、符号列の隣接符号間の時間間隔と超音波探触子から送波される超音波（キャリア）の中心周波数との関係を示す。図7は、キャリアの基本周期と符号化周期との関係を示す模式図である。図8は、符号化の周期とキャリアの基本周期の比とTSLとの関係を示す。図8より、符号間隔が送波キャリアの1/4周期の奇数倍、つまり図8のTcode/Tcが0.25、0.75、1.25・・・といった値の時にTSLが最小となることが分かる。したがって、符号列の間隔は送波キャリアの周期の1/4の奇数倍であることが好ましい。実際には、送波のD/Aコンバータのサンプリングレートや受信のA/Dコンバータのサンプリングレートで制限を受けるため、Tcode/Tcを厳密に1/4の奇数倍に一致させるのは難しく、1/4の奇数倍からある程度ずれる。したがって、上記制限内で、おおよそ1/4の奇数倍であるような符号列間隔を選ぶことが望ましい。

【0035】また、図8から明らかなように、Tcode/Tcが1/4の奇数倍の位置におけるTSLの値は、Tcode/Tcが大きくなると共に小さくなる。TSLを画像のダイナミックレンジの外に追いやるにはTSLを-60dB以下に押さえることができればよいので、Tcode/Tcが大きくなれば、1/4の奇数倍からのずれの許容範囲は広がる。例えば、図8において、Tcode/Tc=1。なお、前記の通り、符号間隔が長くなるほど、TSLは下がっていくが、符号間隔を長くするとその分送波信号のメモリのタップ数が必要となり、回路規模を大きくしてしまうことや、実際に送波される波形が長くなると距離分解能に影響を与えることがあり、符号間隔を長くする事には制約がある。しかしながら、いずれのTcode/Tcの範囲の符号列間隔を使用するかということは、装置の設計上、適宜選択すれば良い事項であるので、Tcode/Tc=0.25、0.75、あるいは図8に記載されていないTcode/Tcの範囲で本発明の実施があり得ることは言うまでもない。

【0036】以上のように、TSLを小さくするために最適な符号間隔を選ぶ構成とすることは複数ビーム送波のときのみならず、単数ビーム送波のときにおいても、TSLが画像を劣化するという、符号化送受信法の抱える重大な問題を解決する極めて有効な方法である。

(5)

特開2002-233526

9

10

【0037】（実施例2）図9は実施例2の超音波診断装置の構成例を示す図である。実施例2の構成はセクタ型探触子を用い、一つの口径から、別々の方向に同時送受信を行う点が、実施例1と異なる。探触子中の一つ一つの素子に着目すると、二つの符号の信号をそれぞれ別々の遅延時間を掛けた上で和を取った信号を送信していることになる。受信後はそれぞれの素子について和の信号を同じA/D変換器で、デジタル化したあと、同じ信号を二つの加算器に出力し、それぞれの焦点に対応する遅延時間を加えて加算を行い復調する。復調後の処理に関しては実施例1と同様である。この実施例の模式図を、図10に示す。

【0038】（実施例3）図11は、実施例3の超音波診断装置別の構成例を示す図である。本実施例においては、以降、探触子上の各素子で受信された受信信号であって、プリアンプ、A/Dコンバータ等を通じた後、整相加算する前の信号を、受信チャンネル上の信号と呼

* ぶ、実施例3の構成は実施例1、2と次の点で異なる。

実施例1、2では、生体からの反射信号をA/D変換した後に、受信チャンネル上の信号の整相加算処理を行ない、次に、符号の復調を行なうが、実施例3では、生体からの反射信号をA/D変換した後に、復調フィルタとして重み付け不整合フィルタを用いて各受信チャンネル上の信号に対して符号の復調を行ない、次に、整相加算処理を行なう。実施例1の復調では、不整合フィルタには重み付けがなされていない。

10 【0039】以下、重み付け不整合フィルタについて説明する。なお、以下の説明で、記号B、Wは行列を示し、c、f、d、wはベクトル、記号「 \cdot 」は転置を、Bは送波符号を、fは復調フィルタを表す。

【0040】まず、復調後の信号Cは、（式1）で与えられる。

【0041】

【数1】

$$c = (f_1, f_2, \dots, f_m) \begin{pmatrix} b_1 & b_2 & \dots & b_n & 0 & \dots & 0 \\ 0 & b_1 & \dots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & b_1 & b_2 & \dots & b_n \end{pmatrix} = fB \quad \dots (式1)$$

復調後の信号Cとして望ましい波形をDとすると、CとDの自乗誤差和Iは以下の（式2）で表される。自乗誤差和

$$I = \sum (c_i - d_i)^2 = (fB - d)(fB - d)^T \\ = fBB^T f^T - dB^T f^T - fBd^T + dd^T \quad \dots (式2)$$

（式2）に対して、

$$\partial I / \partial f_i = 0 \quad \dots (式3)$$

なる（式3）の条件を適用し、全てのi（i=1, 2, ..., m）について $\partial I / \partial f_i$ を求めると、（式4）★

$$\partial I / \partial f_i = B_i B^T f^T + f B B_i^T - dB_i^T - B_i d^T \\ = 2(f B B_i^T - dB_i^T) = 0 \quad \dots (式4)$$

結局、（式3）を満たすための条件は、以下の（式5）★【0042】
のようになる。 ☆ 【数2】

$$\begin{pmatrix} \partial I / \partial f_1 \\ \partial I / \partial f_2 \\ \vdots \\ \partial I / \partial f_m \end{pmatrix} = fBB^T - dB^T = 0 \quad \dots (式5)$$

最終的に、fは以下の（式6）のように求まる。

$$f = dB^T (BB^T)^{-1} \quad \dots (式6)$$

本実施例では、復調されるべき本来の信号のピーク近傍でのCとDの差をできるだけ小さくするため重みw（ $w_1^T, w_2^T, \dots, w_m^T$ ）を用いて、cとdの差に分布をもたせてfを求める。cとdの重み付き自乗誤差和I

が得られ、重み行列Wを以下の（式7）のように表記し、

【0043】

【数3】

特開2002-233526

(7)

11

12

$$W = \begin{pmatrix} w_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & w_2 & \dots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & w_{n+m-1} \end{pmatrix} \dots (式7)$$

(式2)に於いてBをBWに、dをdWに置き換え、* *は、以下の(式8)が得られる。

$$\begin{aligned} I &= \sum \{w_i^2 (c_i - d_i)^2\} \\ &= (fBW - DW)^T (fBW - dW)^T \end{aligned} \dots (式8)$$

重み付きの不整合フィルタは、(式9)により与えられ、

$$f = (dW)^T (BW)^T \{ (BW)^T (BW)^T \}^{-1} \dots (式9)$$

Gauss関数等のように中心に近づくほど大きな重みを持つ重み関数を用いた重み付き不整合フィルタを用いることにより、復調されるべき本来の信号のピーク近傍の不要信号を大きく抑圧して、復調後も残る不要信号の位置を復調されるべき本来のピークから遠い位置に離すことができる。

【0044】図12は、並張Barker符号と重み付け不整合フィルタのコンボリューション結果を示すグラフである。不要信号を復調されるべき本来のピークから離れた後に整相加算処理を行なうと、不要信号に関してはフォーカスの領域から外れるので、整相加算に対する寄与が下がるという効果が発生する。この効果は、F値(Fナンバー)にも依存するが典型的なF値が1程度の条件では、-10dB程度の効果がある。従って、実施例3の構成では、実施例1より更にTSLの抑圧レベルの改善が可能となる。

【0045】撮像のシミュレーションによれば、実施例1の構成では、近距離焦点でのTSLは-60dB、遠距離焦点でのTSLは-50dB、他符号圧縮率は-9dBであり、実施例3の構成では、近距離焦点でのTSLは-80dB以下、遠距離焦点でのTSLは-50dB、他符号圧縮率は-9dBであった。重み付け不整合フィルタを使用することにより、近距離焦点でのTSLが大幅に改善されることが判明した。以上説明した実施例3の構成は、複数超音波ビームの符号化送受波を用いる3次元撮像のみに適用されるものでなく、符号化された単数の超音波ビームの送受波にも適用が可能である。

【0046】(実施例4) 実施例4では、図1、図9、★

★図11の構成に於いて、送波する符号と、復調するフィルタを入れ替える構成とする。即ち、送波符号メモリA(14a)にA-codeを復調する復調フィルタAを記憶し送波符号メモリB(14b)にB-codeを復調する復調フィルタBに記憶し、符号復調メモリA(17a)に並張Barker符号(A-code)を記憶し、符号復調メモリB(17b)に並張Barker符号(B-code)を記憶する。

【0047】実施例4の構成では、図1、図9、図11の構成で復調フィルタとして用いていた符号系列で送波し、受波後に並張Barker符号を用いて復調する。この結果、受波後の処理を行なうASIC内のメモライズを小さくできる。以上説明した実施例4の構成は、複数超音波ビームの符号化送受波を用いる3次元撮像のみに適用されるものでなく、符号化された単数の超音波ビームの送受波にも適用が可能である。

【0048】(実施例5) 実施例5では、実施例1の符号の数を4本に増やした場合である。この場合、表1に表されるように全ての符号間の相間が-10dB以下程度という目標を満たすわけではない。しかし図13のように4本走査をするときに対角に位置する2本のビームとして、最も相間の悪いA、Cを使うことで符号の相互相間の悪さをフォーカスの効果で多少補うことが可能となる。よって、画質を優先するか、撮像速度を優先するかによって、使用者が切り替えるという形態で利用が可能となる。

【0049】

★ 表1：不調信号レベル(dB)

送波符号 不整合 フィルタ	A	B	C	D
A	-9.0	-9.6	-4.6	-7.3
B	-9.6	-6.0	-9.6	-6.8
C	-4.6	-8.8	-9.0	-6.9
D	-7.3	-8.8	-6.8	-6.0

(8)

特開2002-233526

13

本実施例の目的を實現するための装置構成としては、図14のようになる。

【0050】以上の各実施例で説明したように、本発明の超音波診断装置では、複数の振動子が2次元に配列される探触子から、生体に対して同時に複数の超音波ビームの送受波を行なう。各超音波ビームの送受波を行なう送受波口径の複数の送受波口径選択回路により選択される。各超音波ビームに対応して、送受波信号処理回路が設けられ、各送受波口径の振動子による超音波ビームの送受波の信号が処理される。画像処理部（信号処理器）で、各送受波信号処理回路の出力に種々の演算処理が施され、多数の2次元断層データから所望の視点から観察される3次元画像が生成される。3次元画像はほぼリアルタイムで表示装置に表示される。

【0051】生体に対して同時に複数の超音波ビームの各超音波ビームに対応して設けられる送受波信号処理回路は、T/Rスイッチ11、パルサ（ドライバ）12、送波収束遅延制御部13、送波符号メモリ（14a又は14b）、プリアンプ、TGC（タイムゲインコントロール）アンプ、及びA/D変換器（15）、受波収束遅延制御部19、加算器（整相加算器）18、符号復調メモリ（17a又は17b）復調器16から構成される。

【0052】本発明で使用する探触子では、例えば、超音波振動子が、短軸方向に64個、長軸方向に128個配列されている。超音波ビームの焦点は、1つの断層面内で、深さ方向、及び方位方向でそれぞれ走査される。

【0053】本発明では、長軸方向に複数の、例えば、2、4、6個の送受波口径が形成され、各送受波口径で相互に独立して超音波ビームの送受波が行なわれ、複数の断層面に関する断層像が得られる。各送受波口径で行なう超音波ビームの深さ方向、及び方位方向での走査（送受波）の制御により、長軸方向で相互にはほぼ平行な異なる複数の断層面（例えば、64断層面）での断層像を得ることができる。各断層像は30msで得られる。

【0054】この結果、複数の断層像により生体の3次元の撮像領域に関する3次元断層像データが得られる。所定の視点が予め設定され、3次元断層像データに対してレンダリング処理、陰影処理等の3次元表示のための演算処理がなされ、複数の断層像が撮像された後ほぼリアルタイムで、もしくは撮像面を逐次更新しながら、視点から観察される3次元画像が表示装置に表示される。

【0055】先述のように、1本の超音波ビームの電子走査による撮像領域の撮像では、撮像速度は0.5画像/秒が限界である。しかし、以上説明した各実施例では、符号長M=28の拡張Barker符号の4通りの符号のうちの2通りの符号（A-code、B-code）により符号化した2本の超音波ビームを同時に送受波して撮像領域を電子走査する（2-超音波ビーム走査）。

14

【0056】2本の超音波ビームの各超音波ビームに対応して独立に動作する2つの送受波信号処理回路が設けられ、各超音波ビームは、撮像領域の1/2をそれぞれ独立して電子走査するので、各超音波ビームの走査範囲は1/2となり撮像速度が2倍になる。即ち、1画像/秒の撮像速度が實現できる。

【0057】また、符号長M=28の拡張Barker符号の4通りの符号により符号化した4本の超音波ビームを同時に送受波して撮像領域を電子走査することも可能である（4-超音波ビーム走査）。4本の超音波ビームの各超音波ビームに対応して独立に動作する4つの送受波信号処理回路が設けられ、各超音波ビームは、撮像領域の1/4をそれぞれ独立して電子走査するので、各超音波ビームの走査範囲は1/4となり撮像速度は4倍にできる。即ち、2画像/秒の撮像速度が實現できる。

【0058】更に、符号長M=25の拡張Barker符号の2通りの符号、及び符号長M=28の拡張Barker符号の4通りの符号の合計6通りを用いて2-、4-超音波ビーム走査を組み合わせることもできる（6-超音波ビーム走査）。この場合、1つの超音波ビーム走査しか行わない装置に比べて撮像速度は6倍になり、3画像/秒の撮像速度が實現される。6-超音波ビーム走査の装置構成においては、6つの超音波ビームに対応する送受波信号処理回路を設けて、これら6つの送受波信号処理回路から異なる数の送受波送信処理を選択する制御回路を設け、撮像速度を選択できる構成としても良い。例えば、6つの送受波送信処理回路から、1つの回路のみを選択すれば、撮像速度は0.5画像/秒となり、6つの回路を全て選択すれば撮像速度は、3画像/秒となる。すなわち、本発明により撮像モードが選択可能な装置が實現できることになる。

【0059】

【発明の効果】本発明によれば、S/Nを大きく劣化させず撮像速度を向上させ、ほぼリアルタイムの3次元撮像が可能な超音波診断装置が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例1の超音波診断装置の構成例を説明する図。

【図2】本発明に於ける複数の超音波ビームの符号化送受波による3次元撮像の概念を説明する図。

【図3】本発明に於ける超音波ビーム送信時の波面の振子の模式図。

【図4】本発明の実施例1で得られた各符号長に対するTSLの計算値を示すグラフ。

【図5】本発明の実施例1に於ける拡張Barker符号と不整合フィルタのコンボリューション結果を示すグラフ。

【図6】本発明の実施例1に於ける拡張Barker符号と他の符号に対する不整合フィルタのコンボリューション結果を示すグラフ。

(9)

特開2002-233526

15

【図7】本発明における、符号化間隔と送信信号の周期の関係の説明図。

【図8】本発明における、タイムサイドローブと符号化間隔対送信周期の関係を示すグラフ。

【図9】本発明の実施例2の超音波診断装置の構成例を示す図。

【図10】本発明の実施例2の複数超音波ビームの符号化送受波による3次元線像の概念を説明する図。

【図11】本発明の実施例3の超音波診断装置の構成例を示す図。

【図12】本発明の実施例3に於ける並列Barker符号と重み付け不整合フィルタのコンボリューション結果を示すグラフ。

【図13】本発明の実施例5の4本ビーム超音波送受波の様子を模式的に説明する図。

16

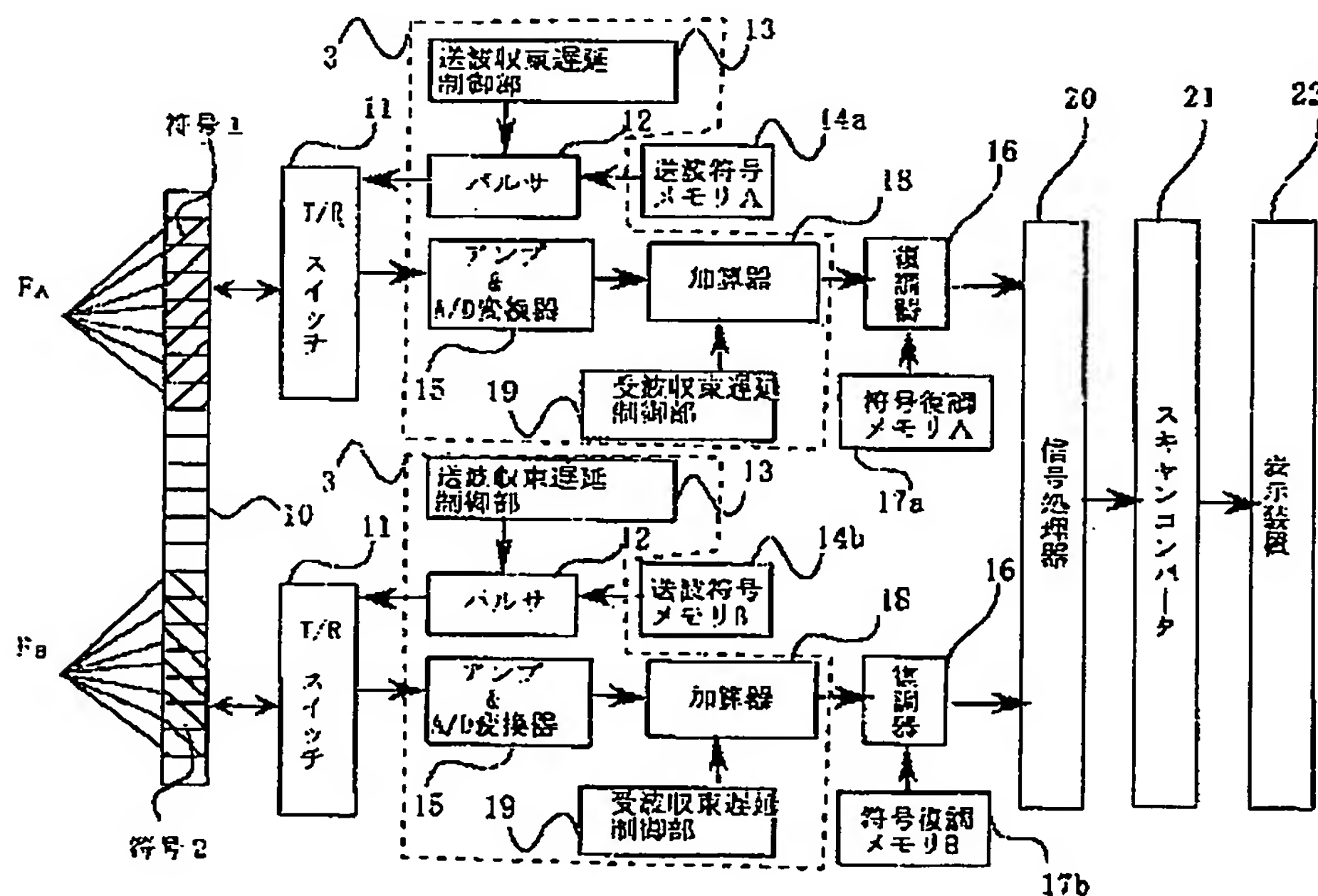
*【図14】本発明の実施例5の超音波診断装置の構成例を説明する図。

【符号の説明】

1…送受波口径-A、2…送受波口径-B、3…超音波ビームフォーマ、10…振動子列、11…T/Rスイッチ、12…パルサ、13…送波収束遅延制御部、14a…送波符号Aメモリ、14b…送波符号Bメモリ、15…プリアンプ、TGCアンプ、及びA/D変換器、16…復調器、17a…符号A復調フィルタ係数メモリ、17b…符号B復調フィルタ係数メモリ、18…加算器、19…受波収束遅延制御部、20…信号処理部、21…スキャンコンバータ、22…表示装置、30…送信信号形成部、101…口径一つあたりのビームフォーマと符号化送受波部、102…送受信ビーム本数制御部、103…ビーム本数選択入力部。

【図1】

図1



JP 2002-233526 A5 2005.7.21

【公報種別】 特許法第17条の2の規定による補正の掲載
 【部門区分】 第1部門第2区分
 【発行日】 平成17年7月21日(2005.7.21)

【公開番号】 特開2002-233526(P2002-233526A)
 【公開日】 平成14年8月20日(2002.8.20)
 【出願番号】 特願2001-31965(P2001-31965)
 【国際特許分類第7版】
 A 6 1 B 8/00
 【F I】
 A 6 1 B 8/00

【手続補正書】
 【提出日】 平成16年12月1日(2004.12.1)
 【手続補正1】
 【補正対象書類名】 明細書
 【補正対象項目名】 特許請求の範囲
 【補正方法】 変更
 【補正の内容】
 【特許請求の範囲】
 【請求項1】

複数の符号列により符号化された超音波ビームを複数送信する手段を備えた超音波探触子と、前記符号列を発生する送受信信号処理回路とを有し、前記複数の符号列の相互相関関数の絶対値の最大値は自己相関関数の絶対値の最大値に比べ1/2以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記符号列は、符号長Mが13より大きく、自己相関関数のタイムサイドローブの最大値を自己相関関数の最大値で規格化した値が2/M以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は複数の口径を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は単数の口径を有し、かつ複数の符号によって符号化され異なる遅延時間が掛けられた複数の信号の和によって駆動されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は送信した超音波ビームの反射波を受信する手段を有し、前記送受信信号処理回路は所定のフィルタ係数を用いて受信された信号を復調する機能を備え、前記所定のフィルタ係数は、該フィルタ係数と前記符号列の相互相関関数と各離散点におけるデルタ関数との差の自乗和が最小となるように定められることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子は超音波ビームが送受信される複数の口径を有し、該複数の口径に対応する複数の送受信信号処理回路と、該複数の送受信信号処理回路から任意の数の回路を選択する制御部とを有し、前記送受信信号処理回路を選択することにより動作させる口径の数を切り替え、撮像速度を切り替えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

超音波を送受信する口径を有する超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する符号列信

(2)

JP 2002-233526 A5 2005.7.21

号を発生する送受波信号処理回路とを有し、前記超音波探触子より送信される符号列における符号の時間間隔は該超音波探触子から送信される超音波の中心周波数の逆数の約 $1/4$ の奇数倍であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波を送受信する口径を有する超音波探触子と、所定のフィルタ係数を用いて超音波を符号化し所定の符号復調フィルタ係数を用いて符号の復調を行う送受波信号処理回路とを有し、前記符号復調フィルタ係数は、タップ数 M が 13 より大きくかつ自己相関関数のタイムサイドローブの最大値を自己相関関数の最大値で規格化した値が $2/M$ 以下であり、前記フィルタ係数は、前記符号復調フィルタ係数と該フィルタ係数の相互相関関数と各離散点におけるデルタ関数との差の自乗和が最小となるように定められることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

複数の超音波ビームを受信する超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する符号列信号を発生する送受波信号処理回路と、受信された前記複数の超音波ビームに対応する複数の受信チャネルとを有し、該受信チャネルは各々符号化信号を復調する復調フィルタを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、前記復調フィルタは所定のフィルタ係数を用いて受信された信号を復調する機能を備え、前記所定のフィルタ係数は、該フィルタ係数と前記符号列の相互相関関数と各離散点におけるデルタ関数との差の自乗和が最小となるように定められることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

第 1 の符号列により符号化される第 1 の超音波信号を第 1 の焦点へ送波する第 1 の口径と、第 2 の符号列により符号化される第 2 の超音波信号を第 2 の焦点へ送波する第 2 の口径とを具備し、前記第 1 及び第 2 の超音波信号を同時に送信する超音波探触子と、前記第 1 の口径で受信される反射信号から前記第 1 の符号列により符号化される反射信号を復調する第 1 のフィルタと、前記第 2 の口径で受信される反射信号から前記第 2 の符号列により符号化される反射信号を復調する第 2 のフィルタとを有し、前記第 1 の符号列と前記第 2 の符号列の相互相関関数の絶対値の最大値が前記第 1 及び第 2 の自己相関関数の絶対値の最大値に比べ $1/2$ 以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、前記第 1 及び第 2 の符号列の符号長が 2^5 又は 2^8 であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

4 つの送受波口径のそれぞれから異なる符号列により符号化される超音波ビームを送受信し 2 次元に配列される振動子から構成される超音波探触子と、前記異なる符号列により符号化された反射超音波ビームを復調する不整合フィルタとを有し、前記異なる 4 つの符号列の符号長が 2^8 であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波診断装置において、前記異なる符号列の符号長 M が 13 より大であり、自己相関関数のタイムサイドローブの最大値を前記自己相関関数の最大値で規格化した値が $2/M$ 以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

複数の送受波口径のそれぞれを異なる符号列による符号化信号で同時に駆動し、生体に対して複数本の超音波ビームを送受波する 2 次元に配列される振動子から構成される超音波探触子と、前記各超音波ビームに対応して設けられ前記各超音波ビームの送受波信号の処理を行なう送受波信号処理回路と、前記各送受波信号処理回路の出力に対する演算処理によって得られる 2 次元断層データから 3 次元画像を生成する画像処理部と、前記 3 次元画像を表示する表示装置とを具備し、前記送受波信号処理回路は、前記超音波ビームの送受波を行なう前記送受波口径を選択する送受波口径選択回路と、前記送受波口径の前記振

(3)

JP 2002-233526 A5 2005.7.21

動子の送波収束遅延時間を制御する送波収束遅延制御部と、前記符号列を記憶する送波符号メモリと、選択された前記送受波口径の前記振動子を前記符号化信号で駆動するドライバと、前記送受波口径の前記振動子による前記生体内からの反射信号をA/D変換するA/D変換器と、前記送受波口径の前記各振動子による前記反射信号に付与する受波収束遅延時間を制御する受波収束遅延制御部と、前記受波収束遅延時間が付与された前記反射信号を加算し整相加算処理を行なう整相加算器と、前記整相加算器の出力信号に対して前記符号化信号を復調する処理を行ない受波超音波ビームを求める復調フィルタを備える復調器とを有し、複数の前記符号列の相互相関関数の絶対値の最大値が自己相関関数の絶対値の最大値に比べ1/2以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項16】

請求項15に記載の超音波診断装置において、前記送受波信号処理回路の数を選択する制御回路を有し、撮像速度を切り替えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項17】

請求項15に記載の超音波診断装置において、前記送受波信号処理回路の数を選択し前記超音波ビームの本数を入力する入力部を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項18】

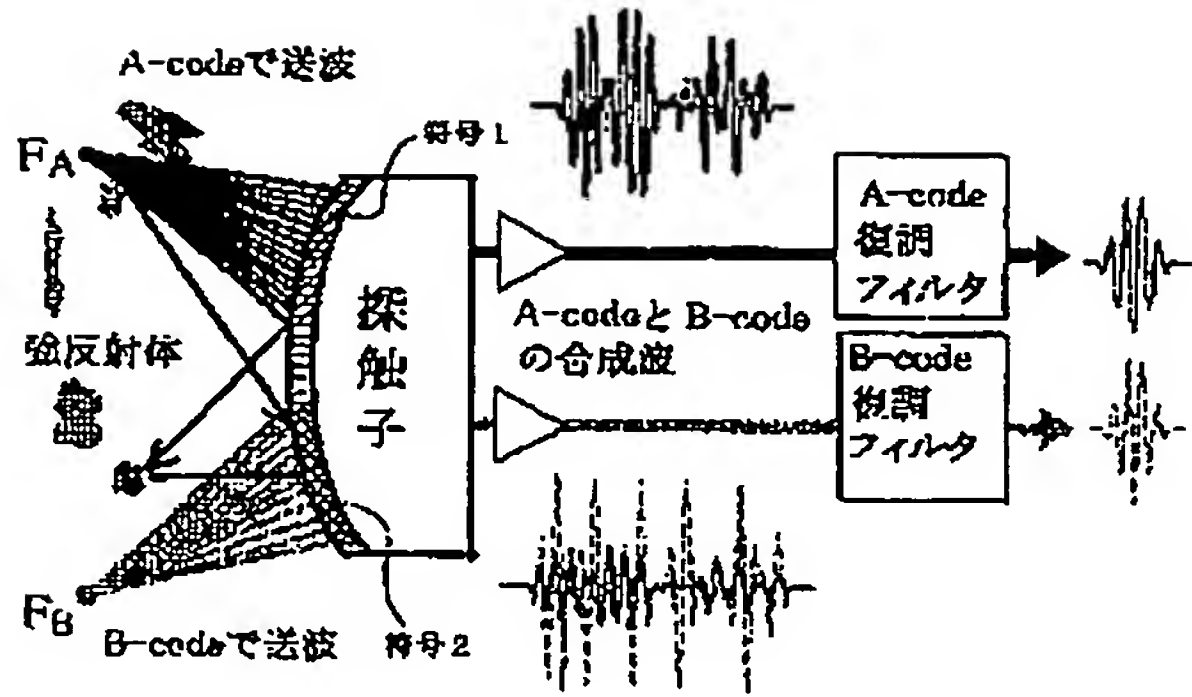
請求項15に記載の超音波診断装置において、前記送受波口径の数が2、4、6の何れかであることを特徴とする超音波診断装置。

(10)

特開2002-233526

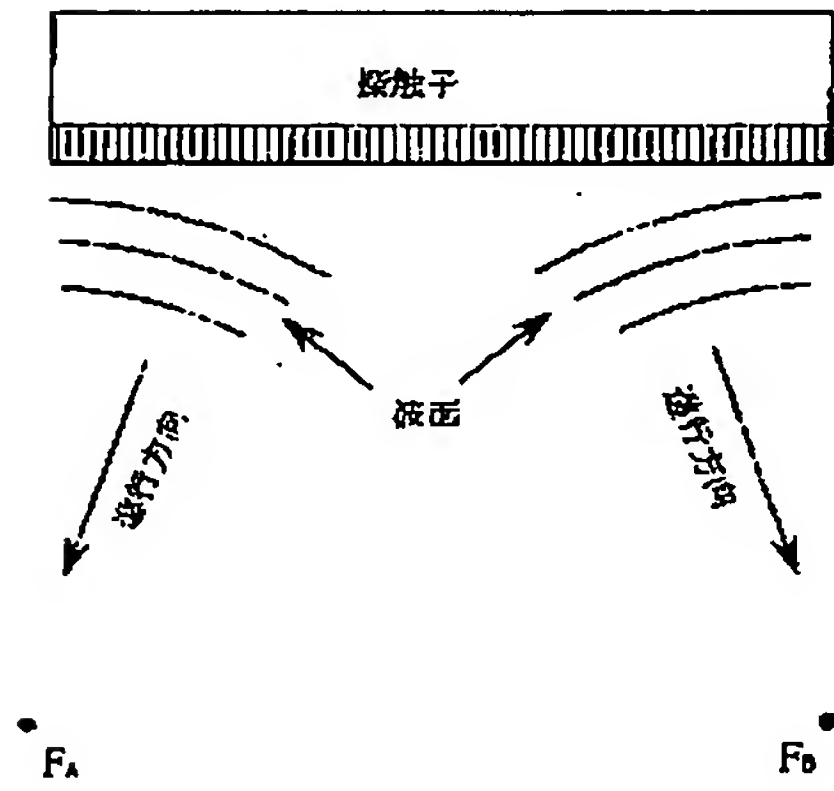
【図2】

図2



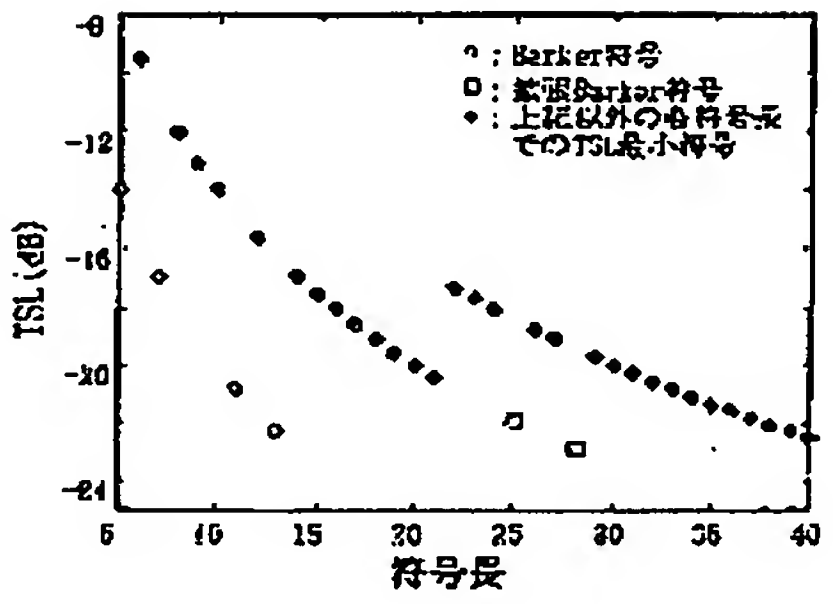
【図3】

図3



【図4】

図4

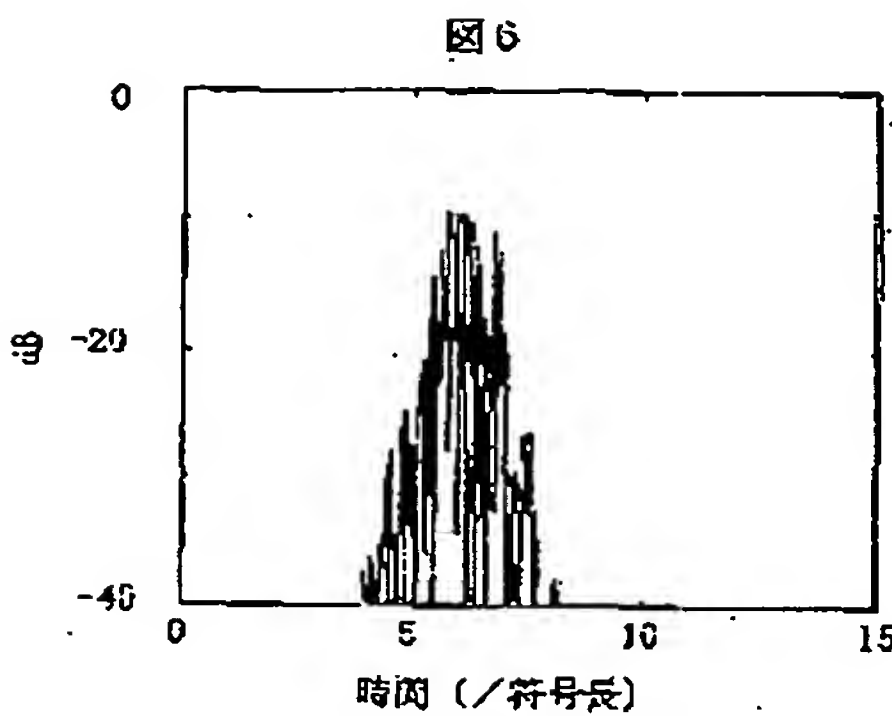
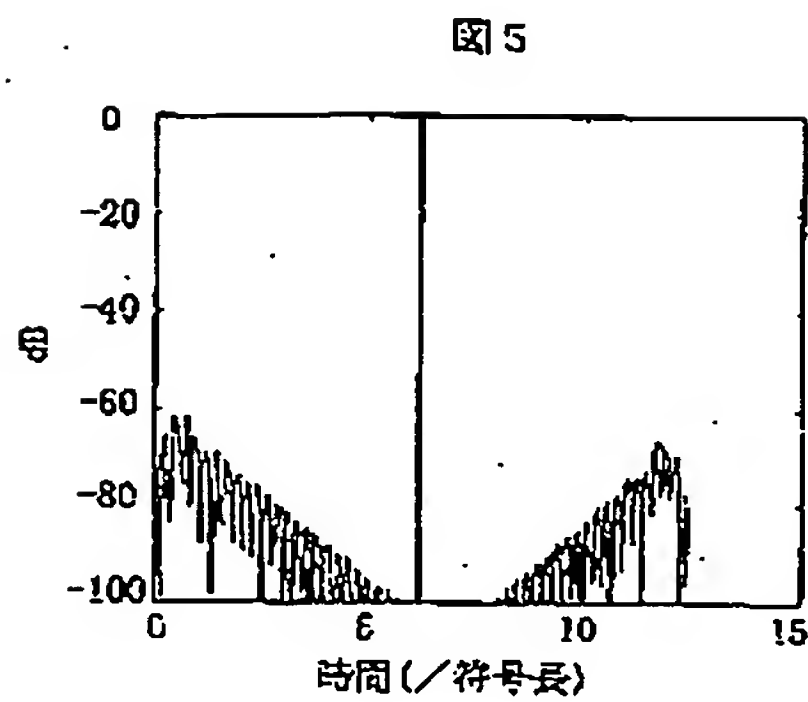


(11)

特開2002-233526

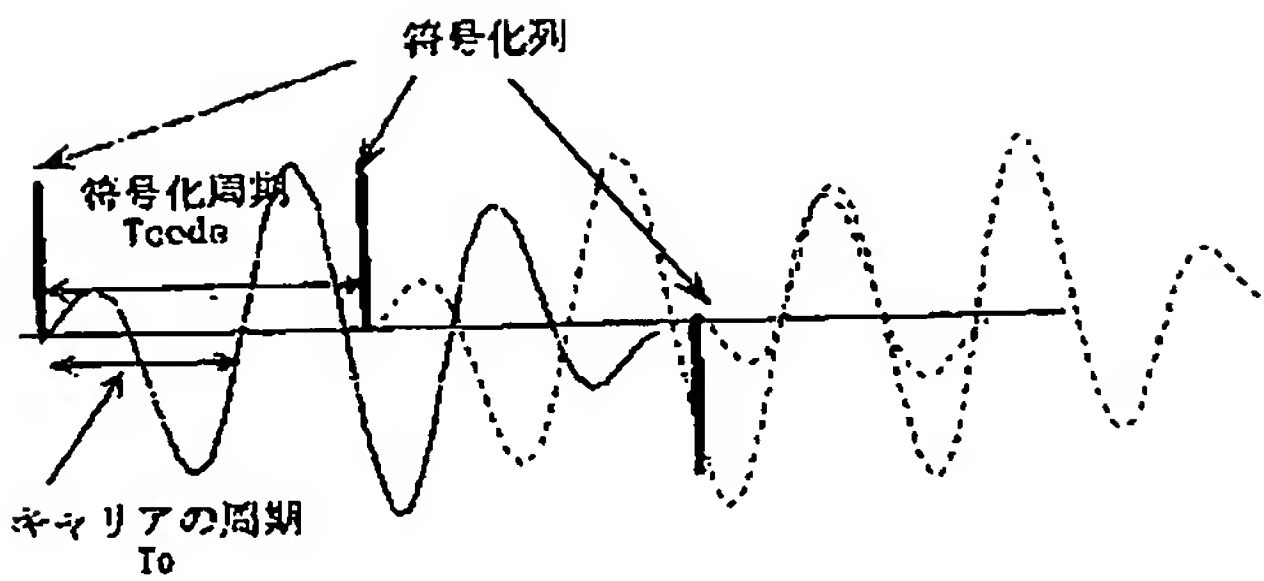
【図5】

【図6】



【図7】

図7

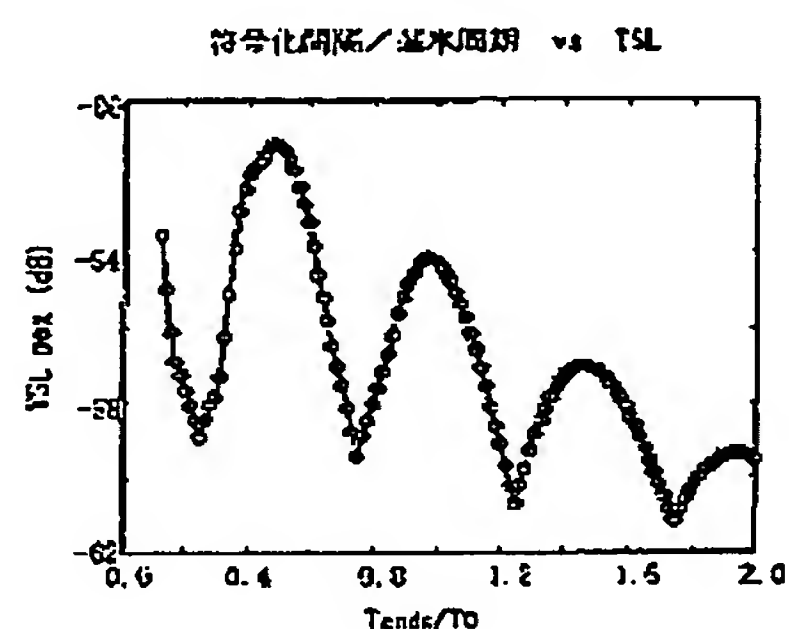


(12)

特開2002-233526

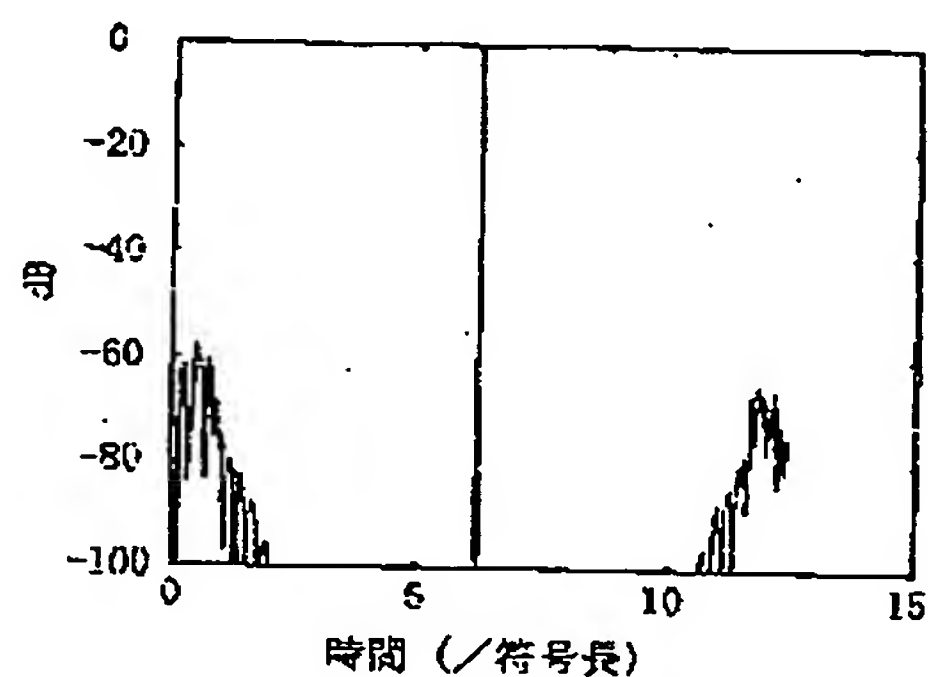
【図8】

図 8



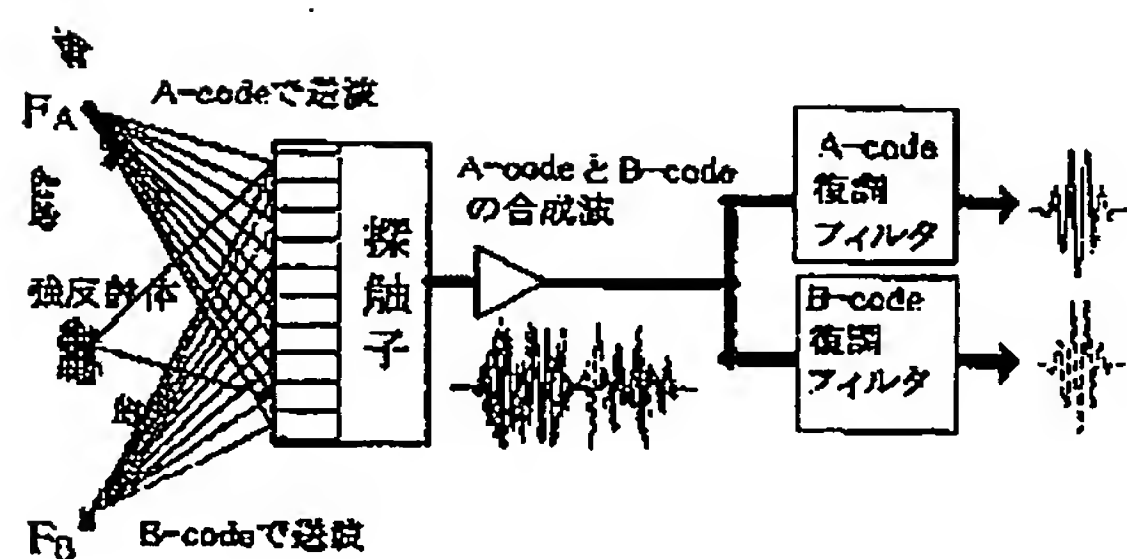
【図12】

図12



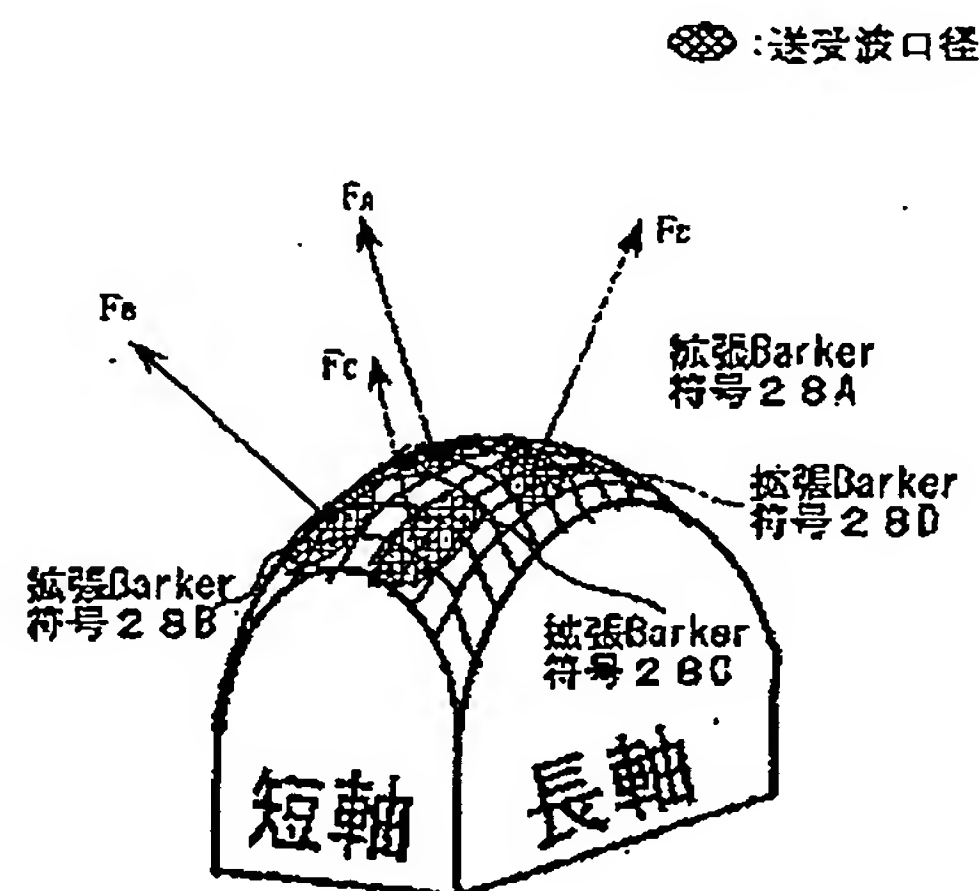
【図10】

図10



【図13】

図 13

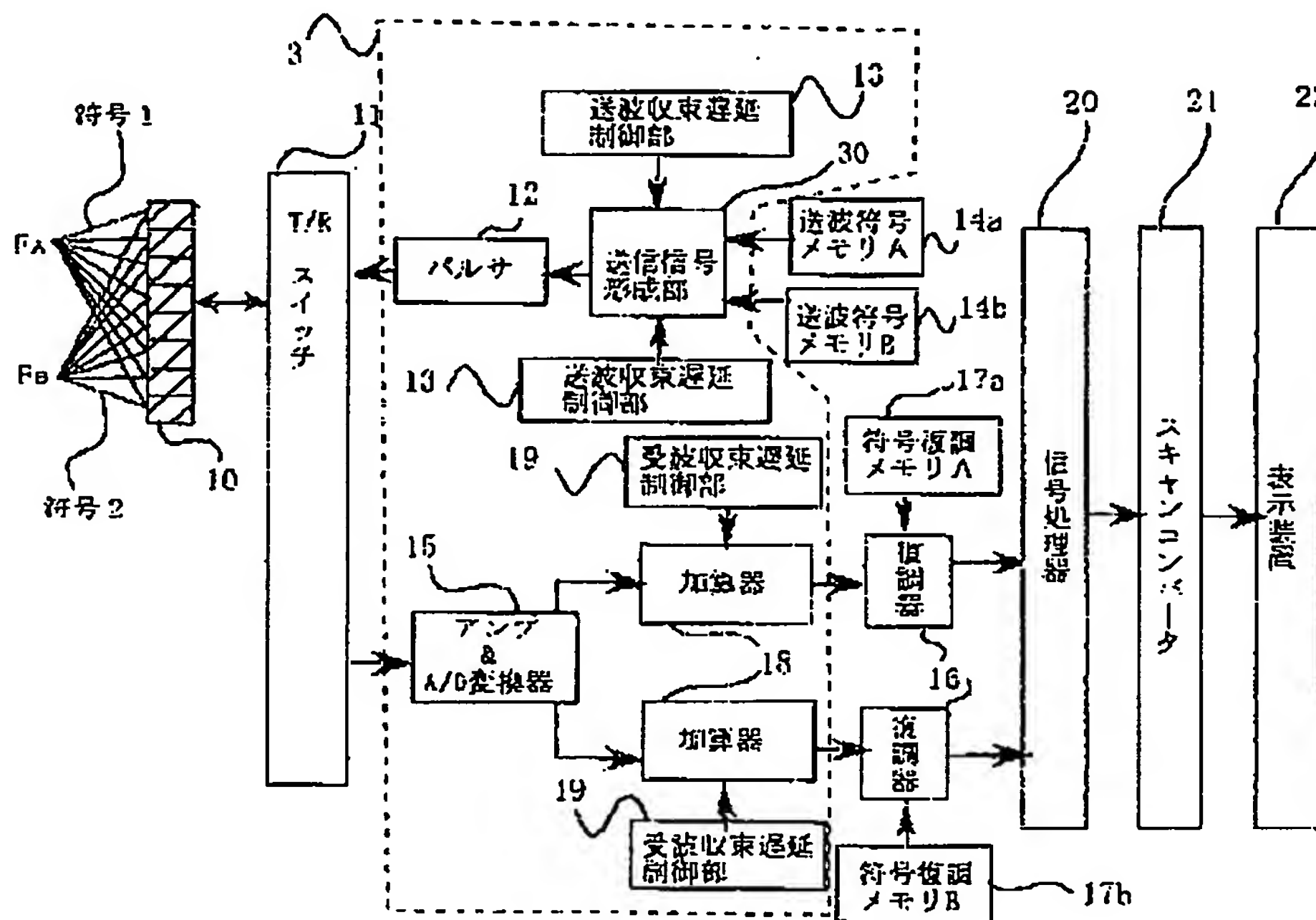


(13)

特開2002-233526

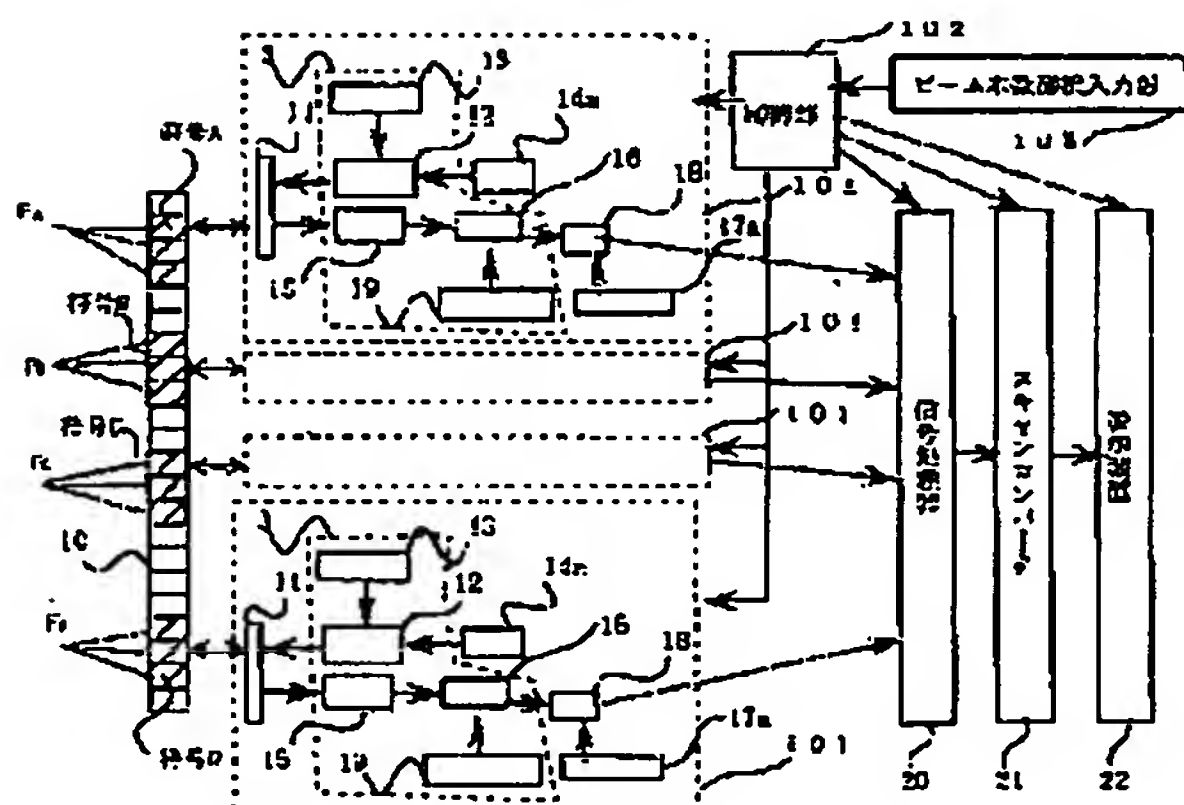
【図9】

図9



【図14】

図14

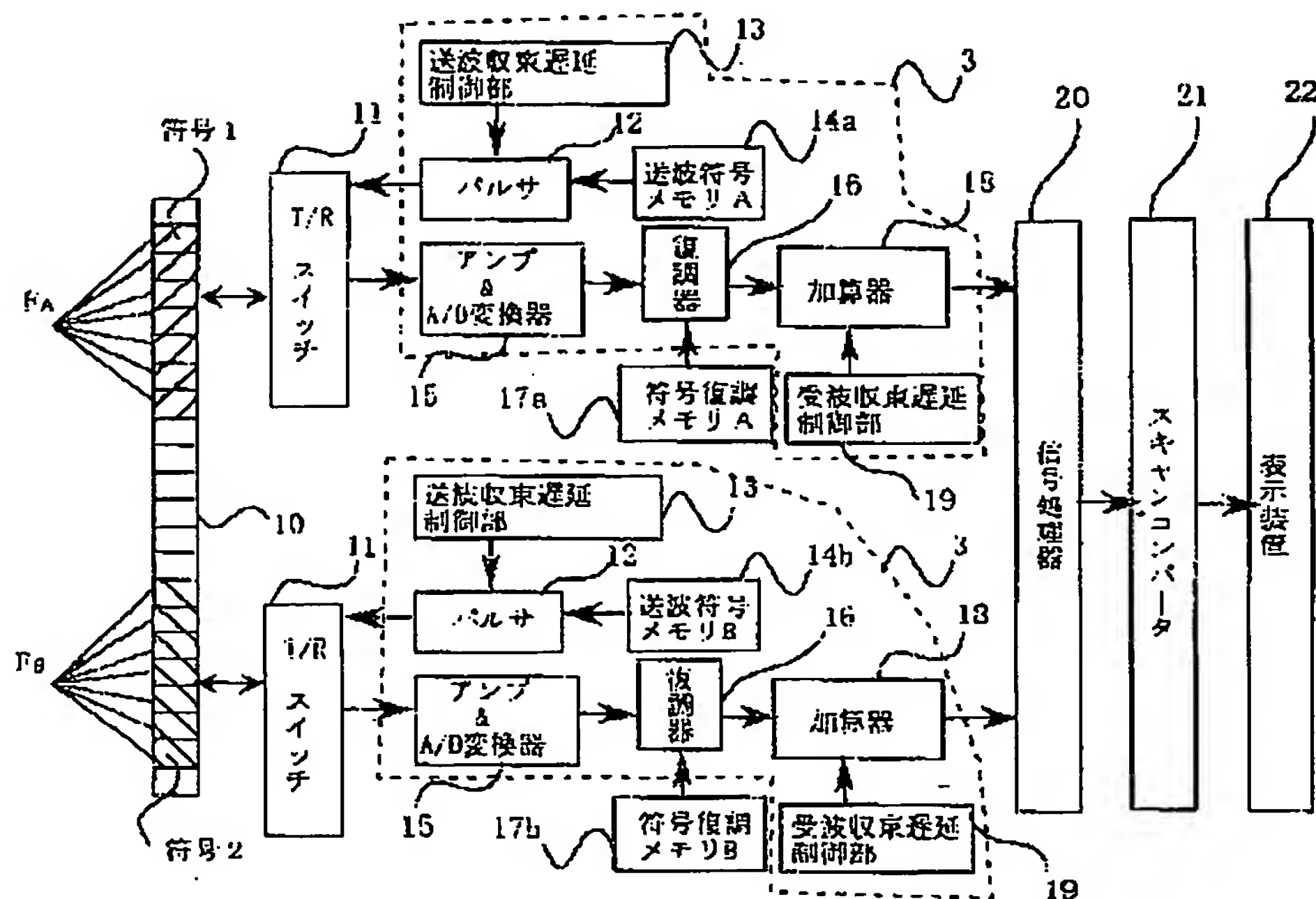


(14)

特開2002-233526

【図11】

図 1 1



フロントページの続き

(72)発明者 三和 祐一
東京都国分寺市京悠ヶ丘一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 篠村 ▲隆▼一
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
式会社日立メディコ内
Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 EE04 EE10 GB06
GB09 GB12 HH13 HH26 HH48
JB28 JB35 JB45